

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/103839

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

出願番号	特願2016-505642 (P2016-505642)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/078247	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成27年10月5日 (2015. 10. 5)	(72) 発明者	川島 知直 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号	特許第5932183号 (P5932183)	Fターム(参考)	4C601 DD21 EE09 EE10 FE02 GA33 JB13 JB49 JC21 JC37 KK02 KK12 KK24 KK31 LL07
(45) 特許公報発行日	平成28年6月8日 (2016. 6. 8)		
(31) 優先権主張番号	特願2014-259470 (P2014-259470)		
(32) 優先日	平成26年12月22日 (2014. 12. 22)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラム

(57) 【要約】

本発明にかかる超音波診断装置は、超音波信号の周波数を解析することによって超音波信号の受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、周波数解析部が算出した周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって周波数スペクトルまたは関数の2次変化率を算出する変化率算出部と、変化率算出部が算出した2次変化率を用いて、超音波振動子の走査領域内の所定領域における超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定部と、を備える。

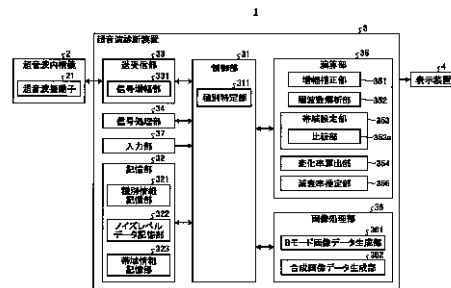


FIG. 1:
 1 Ultrasonic endoscope
 2 Ultrasonic apparatus
 4 Display device
 21 Ultrasonic transducer
 22 Control unit
 23 Storage unit
 24 Band-invariant unit
 25 Signal processing unit
 26 Calculation unit
 27 Image processing unit
 28 Input unit
 251 Type-specifying section
 252 Noise level detecting section
 253 Band information extracting section
 254 Signal amplifying section
 255 Amplification correcting section
 256 Frequency analyzing section
 257 Band setting section
 258 Computing part
 259 Change rate calculating section
 260 Attenuation factor estimating section
 261 B-mode image data generating section
 262 Conventional image data generating section

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって前記周波数スペクトルまたは前記関数の 2 次変化率を算出する変化率算出部と、

前記変化率算出部が算出した 2 次変化率を用いて、前記超音波振動子の走査領域内の所定領域における前記超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

周波数および受信深度に応じたノイズレベルデータを記憶するノイズレベルデータ記憶部と、

前記ノイズレベルデータ記憶部が記憶するノイズレベルデータと、前記周波数スペクトルのデータとを比較することにより、前記変化率算出部が算出対象とする前記周波数スペクトルの周波数帯域を設定する帯域設定部と、

をさらに備え、

前記変化率算出部は、前記帯域設定部が設定した周波数帯域における前記周波数変化率を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記帯域設定部は、同一周波数における前記周波数スペクトルのデータと前記ノイズレベルデータとを比較することによってノイズに相当する周波数の帯域であるノイズ周波数帯域を抽出し、該ノイズ周波数帯域を除外することによって前記周波数帯域を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記帯域設定部は、所定の周波数より高い周波数帯域を前記ノイズ周波数帯域として抽出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記帯域設定部は、前記周波数スペクトルのデータの値が閾値以下の領域を前記ノイズ周波数帯域として抽出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記閾値は、前記ノイズレベルデータ以上の値であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記変化率算出部は、前記超音波の音線ごとに前記 2 次変化率を算出し、

前記減衰率推定部は、前記音線ごとの前記 2 次変化率を用いて前記音線ごとの減衰率を算出し、前記走査領域における全ての前記音線ごとの減衰率の統計量を算出することによって前記減衰率を推定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記変化率算出部は、

前記周波数スペクトルと基準の受信深度における前記周波数スペクトルとの差によって定義される関数に対し、前記周波数帯域で周波数を変数とする回帰分析を行うことによって回帰直線を算出し、前記回帰直線の傾きに対して前記超音波振動子と前記被検体との往復距離を変数とする第 2 の回帰分析を行うことによって第 2 の回帰直線を算出し、該第 2 の回帰直線の傾きを前記 2 次変化率とすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記変化率算出部は、

前記周波数帯域に基づいて周波数ごとに定まる距離区間で前記周波数スペクトルに対して前記超音波振動子と前記被検体との往復距離を変数とする回帰分析を行うことによって回帰直線を算出し、該回帰直線の傾きに対して周波数を変数とする第2の回帰分析を行うことによって第2の回帰直線を算出し、該第2の回帰直線の傾きを前記2次変化率とすることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波画像として信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部と、

10

前記減衰率推定部が推定した減衰率に関する情報と前記Bモード画像データ生成部が生成したBモード画像データとを用いて合成画像データを生成する合成画像データ生成部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記減衰率推定部は、前記走査領域を分割することによって得られる複数の部分領域の各々に対し、各部分領域で得られた減衰率の統計量を算出することによって各部分領域の減衰率を推定し、

各部分領域の減衰率の値に応じた視覚情報を付与することによって減衰率マップデータを生成する減衰率マップデータ生成部をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

前記超音波画像として信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部と、

前記減衰率マップデータ生成部が生成した減衰率マップデータと前記Bモード画像データ生成部が生成したBモード画像データとを用いて合成画像データを生成する合成画像データ生成部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記ノイズレベルデータ記憶部は、当該超音波診断装置に接続可能な前記超音波プローブが備える前記超音波振動子に応じたノイズレベルデータを記憶することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 14】

被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動方法であって、

周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

変化率算出部が前記周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって前記周波数スペクトルまたは前記関数の2次変化率を算出する変化率算出ステップと、

40

減衰率推定部が前記2次変化率を用いて、前記超音波振動子の走査領域内の所定領域における前記超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定ステップと、

を有することを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【請求項 15】

被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置に、

周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信

50

深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

変化率算出部が前記周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって前記周波数スペクトルまたは前記関数の2次変化率を算出する変化率算出ステップと、

減衰率推定部が前記2次変化率を用いて、前記超音波振動子の走査領域内の所定領域における前記超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置において、被検体内での超音波の減衰率を算出する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。この技術では、超音波探触子から被検体へ向けてガウシアンパルスを送信するとともに、超音波探触子から出力される受信信号を直交検波して、超音波エコーの位相を示す位相(t)を取得し、スペckル成分を取り除いた時間tの2次微分値 d^2 / dt^2 を求める。特許文献1では、単位距離当たりの減衰（特許文献1における減衰率）、2次微分値 d^2 / dt^2 、音速v、および既知の帯域幅wが満たす関係式

20

$$d^2 / dt^2 = -2 \times (\omega)^2 \times v \times \dots (1)$$

を用いることによって減衰率を算出する（ ω は円周率）。ここで、特許文献1では、音速vを別の方法で得る、とだけ記載されており、その詳細については開示されていない。

【0003】

また、ノイズ領域を低S/N領域とみなして区別し、この低S/N領域の情報を、減衰率に基づく画像である減衰画像とともに表示する超音波診断装置も知られている（例えば、特許文献2を参照）。この技術では、中心周波数が4MHzの超音波信号を送受信させた場合と同一の条件下で超音波の送信を停止させ、被検体の各位置から受信したノイズ信号に基づいてノイズ画像を生成する。検査中は、ノイズ画像と4MHzのBモード画像との輝度を比較し、輝度が同一であるピクセルを低S/N領域として抽出し、この低S/N領域におけるピクセルの情報と、別に生成した減衰画像とをモニタに表示させる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-82230号公報

【特許文献2】特開2013-5876号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載の技術では、音速を別の方法で得るという記載のみが開示されているものの、一般に超音波の経路に応じて異なる音速を正確に求めることは難しい。このため、式(1)を用いて減衰率を精度よく算出することは難しいといわざるを得なかった。

【0006】

また、式(1)では、送信波形がガウシアンパルスであることが前提となっているが、超音波振動子のダンパーなどに相当の工夫を施しても、送信波形には尾引きが生じるのが通例である。このため、送信波形がガウシアンパルスであることを前提とするのは不適切

50

であり、式(1)から減衰率を算出しても、高精度の減衰率を算出できるとはいいい難かった。なお、特許文献1では、送信波形がガウシアンパルス以外である超音波を被検体へ向けて送信してもよいことが記載されているが、その場合の減衰率の具体的な算出方法は一切開示されていない。

【0007】

また、特許文献1に記載の技術では、式(1)を導出する過程で、断層面の注目領域における中心値を採用したり、断層面をスペックル領域と非スペックル領域とに分けたりすることにより、ノイズ成分としてスペックル成分を除くことが記載されている。しかしながら、実際にこの技術を実施する場合、注目領域やスペックル領域等、画像内の領域をその都度マニュアルで指定しなければならず、処理が煩雑であった。また、特許文献1には、2次位相差にてスペックル成分を除く構成および作用効果について詳細な記載がなされているわけではなく、当業者から見ても不明な点が多かった。

10

【0008】

以上のように、特許文献1に記載の技術では、超音波の減衰率を精度よく、かつ簡便に、算出することは困難であった。

【0009】

次に、特許文献2に記載の技術が有する問題点を説明する。特許文献2に記載の技術では、送受信条件として中心周波数4MHzが与えられている。超音波診断装置の送信波形は、中心周波数の周囲成分を含むのが通例である。特に、距離分解能を向上させる場合、パルス幅を短くすべく、送受信帯域を広げる必要がある。この場合、送受信帯域内の全ての周波数成分でS/Nが十分高いとは限らない。そのため、特許文献2に記載の技術では、S/Nが十分高くない周波数成分を用いることで減衰率の算出精度が低下し、減衰率に基づく画像の信頼性が損なわれてしまうおそれがあった。

20

【0010】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波の減衰率を精度よくかつ簡便に算出できるとともに、減衰率に基づく画像の信頼性を向上させることができる超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって前記周波数スペクトルまたは前記関数の2次変化率を算出する変化率算出部と、前記変化率算出部が算出した2次変化率を用いて、前記超音波振動子の走査領域内の所定領域における前記超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、周波数および受信深度に応じたノイズレベルデータを記憶するノイズレベルデータ記憶部と、前記ノイズレベルデータ記憶部が記憶するノイズレベルデータと、前記周波数スペクトルのデータとを比較することにより、前記変化率算出部が算出対象とする前記周波数スペクトルの周波数帯域を設定する帯域設定部と、をさらに備え、前記変化率算出部は、前記帯域設定部が設定した周波数帯域における前記周波数変化率を算出することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記帯域設定部は、同一周波数における前記周波数スペクトルのデータと前記ノイズレベルデータとを比較することによ

50

てノイズに相当する周波数の帯域であるノイズ周波数帯域を抽出し、該ノイズ周波数帯域を除外することによって前記周波数帯域を設定することを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記帯域設定部は、所定の周波数より高い周波数帯域を前記ノイズ周波数帯域として抽出することを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記帯域設定部は、前記周波数スペクトルのデータの値が閾値以下の領域を前記ノイズ周波数帯域として抽出することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記閾値は、前記ノイズレベルデータ以上の値であることを特徴とする。

【0017】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記変化率算出部は、前記超音波の音線ごとに前記2次変化率を算出し、前記減衰率推定部は、前記音線ごとの前記2次変化率を用いて前記音線ごとの減衰率を算出し、前記走査領域における全ての前記音線ごとの減衰率の統計量を算出することによって前記減衰率を推定することを特徴とする。

【0018】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記変化率算出部は、前記周波数スペクトルと基準の受信深度における前記周波数スペクトルとの差によって定義される関数に対し、前記周波数帯域で周波数を変数とする回帰分析を行うことによって回帰直線を算出し、前記回帰直線の傾きに対して前記超音波振動子と前記被検体との往復距離を変数とする第2の回帰分析を行うことによって第2の回帰直線を算出し、該第2の回帰直線の傾きを前記2次変化率とすることを特徴とする。

【0019】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記変化率算出部は、前記周波数帯域に基づいて周波数ごとに定まる距離区間で前記周波数スペクトルに対して前記超音波振動子と前記被検体との往復距離を変数とする回帰分析を行うことによって回帰直線を算出し、該回帰直線の傾きに対して周波数を変数とする第2の回帰分析を行うことによって第2の回帰直線を算出し、該第2の回帰直線の傾きを前記2次変化率とすることを特徴とする。

【0020】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記超音波画像として信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部と、前記減衰率推定部が推定した減衰率に関する情報と前記Bモード画像データ生成部が生成したBモード画像データとを用いて合成画像データを生成する合成画像データ生成部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0021】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記減衰率推定部は、前記走査領域を分割することによって得られる複数の部分領域の各々に対し、各部分領域で得られた減衰率の統計量を算出することによって各部分領域の減衰率を推定し、各部分領域の減衰率の値に応じた視覚情報を付与することによって減衰率マップデータを生成する減衰率マップデータ生成部をさらに備えたことを特徴とする。

【0022】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記超音波画像として信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部と、前記減衰率マップデータ生成部が生成した減衰率マップデータと前記Bモード画像データ生成部が生成したBモード画像データとを用いて合成画像データを生成する合成画像データ生成部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0023】

10

20

30

40

50

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記ノイズレベルデータ記憶部は、当該超音波診断装置に接続可能な前記超音波プローブが備える前記超音波振動子に応じたノイズレベルデータを記憶することを特徴とする。

【0024】

本発明に係る超音波診断装置の作動方法は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動方法であって、周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、変化率算出部が前記周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって前記周波数スペクトルまたは前記関数の2次変化率を算出する変化率算出ステップと、減衰率推定部が前記2次変化率を用いて、前記超音波振動子の走査領域内の所定領域における前記超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定ステップと、を有することを特徴とする。

10

【0025】

本発明に係る超音波診断装置の作動プログラムは、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置に、周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、変化率算出部が前記周波数スペクトルまたは該周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって前記周波数スペクトルまたは前記関数の2次変化率を算出する変化率算出ステップと、減衰率推定部が前記2次変化率を用いて、前記超音波振動子の走査領域内の所定領域における前記超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定ステップと、を実行させることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、超音波の減衰率を精度よくかつ簡便に算出することができるとともに、減衰率に基づく画像の信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0027】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置を備えた超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置が備えるノイズレベルデータ記憶部が記憶するノイズレベルデータを模式的に示す図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置が備える信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図4】図4は、超音波振動子の走査領域とBモード用受信データとを模式的に示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置が備える増幅補正部が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

40

【図6】図6は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。

【図7】図7は、周波数スペクトルのデータ列を模式的に示す図である。

【図8】図8は、周波数スペクトルのデータ的具体例を示す図である。

【図9】図9は、周波数スペクトルのデータとノイズレベルデータとの関係を示す図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置が備える帯域設定部が設定した回帰分析対象の周波数帯域を視覚的に表現した周波数スペクトルのデータを模式的に示す図である。

【図11】図11は、代表的な距離の関数と、各関数の回帰直線を示す図である。

50

【図 1 2】図 1 2 は、回帰直線の傾きと距離の関係を示す図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 4】図 1 4 は、表示装置が表示する合成画像の表示例を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置が行う周波数解析処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 6】図 1 6 は、周波数が一定の周波数スペクトルのデータと距離の関係を示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、周波数スペクトルのデータの回帰直線の傾きと周波数との関係を示す図である。

10

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 2 0】図 2 0 は、超音波振動子の走査領域における部分領域の設定例を示す図である。

【図 2 1】図 2 1 は、表示装置が表示する減衰率マップデータ付きの合成画像の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

20

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

【0029】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置を備えた超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム 1 は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置 3 と、超音波診断装置 3 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。

【0030】

30

超音波内視鏡 2 は、その先端部に、超音波診断装置 3 から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子 2 1 を有する。超音波内視鏡 2 は、超音波振動子 2 1 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 2 1 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0031】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管、呼吸器やその周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

40

【0032】

超音波診断装置 3 は、超音波診断システム 1 全体を制御する制御部 3 1 と、超音波診断装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部 3 2 と、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電気的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデー

50

タ（以下、RFデータという）を生成、出力する送受信部33と、送受信部33から受信したRFデータをもとにデジタルのBモード用受信データを生成する信号処理部34と、送受信部33から受信したRFデータに対して所定の演算を施す演算部35と、各種画像データを生成する画像処理部36と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部37と、を備える。

【0033】

制御部31は、超音波診断装置3に接続される超音波内視鏡2の種別を判定する種別特定部311を有する。種別特定部311は、超音波診断装置3に接続された超音波内視鏡2内のメモリに格納されているIDを取得することによって超音波振動子21の種別を特定する。種別特定部311が特定した超音波振動子21の種別に関する情報は、後述する記憶部32の種別情報記憶部321に格納される。なお、種別特定部311は、入力部37が入力を受け付けた超音波内視鏡2の種別名に基づいて超音波振動子21の種別を特定するようにしてもよい。

10

【0034】

制御部31は、演算および制御機能を有するCPU（Central Processing Unit）や各種演算回路等を用いて実現される。制御部31は、記憶部32が記憶、格納する情報および超音波診断装置3の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部32から読み出し、超音波診断装置3の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波診断装置3を統括して制御する。

【0035】

記憶部32は、種別特定部311が特定した超音波振動子21の種別情報を記憶する種別情報記憶部321と、超音波診断装置3に接続可能な超音波振動子21の種別ごとにノイズレベルデータを記憶するノイズレベルデータ記憶部322と、演算部35が行う回帰分析の対象となる周波数帯域の情報を超音波診断装置3に接続可能な超音波振動子21の種別ごとに記憶する帯域情報記憶部323とを有する。

20

【0036】

図2は、ノイズレベルデータ記憶部322が記憶するノイズレベルデータを模式的に示す図である。図2において、ドットで示す曲面がノイズレベルデータ $n(f, L)$ を与える。ノイズレベルデータ $n(f, L)$ は、超音波エコーの周波数 f 、および超音波振動子21の表面と被検体（反射体）との往復距離 L （受信深度の2倍に相当する距離）を離散的な変数とする関数である。ノイズレベルデータ $n(f, L)$ は、例えばノイズに相当する電圧 V を基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値（dB）で表現したものであり、離散的なデジタルデータである。なお、以下では、超音波振動子21の表面と被検体との往復距離 L を、単に距離 L ということもある。

30

【0037】

ノイズレベルデータ記憶部322は、超音波診断装置3に接続可能な超音波振動子21の種別ごとのノイズレベルデータを記憶している。これらのノイズレベルデータは、例えばあらかじめ工場出荷時に超音波振動子21の種別ごとに測定されて格納される。なお、送受信部33の送信を中止したときに受信したエコー信号をノイズレベルデータとして記憶するようにしてもよい。この場合には、超音波振動子21の種別だけでなく、同一種類の超音波振動子21における個体差や、同一被検体の経時変化によるノイズレベルの差異も考慮した、より正確なノイズレベルデータを取得することができる。

40

【0038】

帯域情報記憶部323は、演算部35による回帰分析対象の帯域情報として、超音波診断装置3に接続可能な超音波振動子21の種別ごとの周波数帯域の最小値 f_{min} および最大値 f_{max} に関する情報を記憶している。帯域情報は、ノイズレベルデータと同様、あらかじめ工場出荷時に超音波振動子21の種別ごとに測定されて格納される。

【0039】

記憶部32は、上記以外にも、例えば送受信部33、信号処理部34および演算部35が行う各種処理に必要な情報を記憶している。

50

【0040】

記憶部32は、超音波診断装置3の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。各種プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

【0041】

以上の構成を有する記憶部32は、各種プログラム等が予めインストールされたROM (Read Only Memory)、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するRAM (Random Access Memory) およびHDD (Hard Disk Drive) 等を用いて実現される。

【0042】

送受信部33は、エコー信号を増幅する信号増幅部331を有する。信号増幅部331は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅するSTC (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図3は、信号増幅部331が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図3に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図3に示すように、増幅率 (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って 0 から z_{th} (> 0) へ線型に増加する。また、増幅率 (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 z_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、被検体から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図3に示す関係は、予め記憶部32に記憶されている。

【0043】

送受信部33は、信号増幅部331によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D変換することによって時間ドメインのRFデータを生成し、信号処理部34および演算部35へ出力する。なお、超音波内視鏡2が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子21を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部33は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

【0044】

送受信部33が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子21におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。それにより、後述する周波数スペクトルの近似処理において、精度のよい近似を行うことが可能となる。

【0045】

送受信部33は、制御部31が出力する各種制御信号を超音波内視鏡2に対して送信するとともに、超音波内視鏡2から識別用のIDを含む各種情報を受信して制御部31へ送信する機能も有する。

【0046】

信号処理部34は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルのBモード用受信データを生成する。対数変換では、RFデータを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。このBモード用受信データでは、超音波パルスの反射の強さを示す受信信号の振幅または強度が、超音波パルスの送受信方向 (深度方向) に沿って並んでいる。図4は、超音波振動子21の走査領域 (以下、単に走査領域ということもある) とBモード用受信データとを模式的に示す図である。図4に示す走査領域 S は扇形をなしている。これは、超音波振動子21がコンベックス振動子である場合に相当している。また、図4では、Bモード用受信データの受信深度を z として記載している。超音波振動子21の表面から照射された超音波パル

10

20

30

40

50

スが受信深度 z にある反射体で反射し、超音波エコーとして超音波振動子 2 1 へ戻ってきた場合、その往復距離 L と受信深度 z との間には、上述したように $z = L / 2$ の関係がある。信号処理部 3 4 は、生成した B モード用受信データを、画像処理部 3 6 の B モード画像データ生成部 3 6 1 へ出力する。信号処理部 3 4 は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算用の回路等を用いて実現される。

【0047】

一方、演算部 3 5 は、送受信部 3 3 が出力した RF データに対して受信深度によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部 3 5 1 と、増幅補正を行った RF データに高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより受信深度ごとの周波数スペクトルを算出する周波数解析部 3 5 2 と、ノイズレベルデータと周波数スペクトルのデータとを比較することにより演算対象とする周波数帯域を設定する帯域設定部 3 5 3 と、周波数解析部 3 5 2 が算出した周波数スペクトルにより定義される関数の距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって 2 次変化率を算出する変化率算出部 3 5 4 と、変化率算出部 3 5 4 が算出した 2 次変化率を用いて走査領域における超音波パルスの単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する減衰率推定部 3 5 5 と、を有する。演算部 3 5 は、CPU や各種演算用の回路等を用いて実現される。なお、演算部 3 5 を、制御部 3 1 および信号処理部 3 4 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【0048】

図 5 は、増幅補正部 3 5 1 が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 5 に示すように、増幅補正部 3 5 1 が行う増幅処理における増幅率 (dB) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $t_h - 0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。なお、図 5 に示す関係は、予め記憶部 3 2 に記憶されている。増幅補正部 3 5 1 が図 5 に示す関係に基づいて RF データを増幅補正することにより、信号増幅部 3 3 1 における STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 t_h の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 3 5 1 が行う増幅補正処理における受信深度 z と増幅率の関係は、信号増幅部 3 3 1 が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

【0049】

このような増幅補正を行う理由を説明する。STC 補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、受信深度の増加に対して単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する場合、かつ、一様な組織を走査した場合には、STC 補正を行うことによって深度によらず輝度値が一定になる。すなわち、B モード画像の輝度値から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。一方、本実施の形態 1 のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC 補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。何故なら、減衰量は周波数によって異なるが、STC 補正の増幅率は距離だけに対して変化し、周波数に対しては変化せず一定であるためである。

【0050】

上述した問題、すなわち超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC 補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、B モード画像を生成する際に STC 補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、B モード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、STC 補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。

【0051】

そこで、本実施の形態 1 では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、B モード画像用に STC 補正を施した信号に対して STC 補正の影響を排除するために、

10

20

30

40

50

増幅補正部 3 5 1 によって増幅率の補正を行う。

【 0 0 5 2 】

周波数解析部 3 5 2 は、増幅補正部 3 5 1 が増幅補正した各音線の R F データ（ラインデータ）を所定の時間間隔でサンプリングし、サンプルデータを生成する。そして、周波数解析部 3 5 2 は、サンプルデータ群に F F T 処理を施すことにより、R F データ上の複数の箇所（データ位置）における周波数スペクトルを算出する。

【 0 0 5 3 】

図 6 は、超音波信号の 1 つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 $S R_k$ において、白または黒の長方形は、1 つのサンプル点におけるデータを意味している。また、音線 $S R_k$ において、右側に位置するデータほど、超音波振動子 2 1 から音線 $S R_k$ に沿って計った場合の深い箇所からのサンプルデータである（図 6 の矢印を参照）。音線 $S R_k$ は、送受信部 3 3 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）に対応した時間間隔で離散化されている。図 6 では、番号 k の音線 $S R_k$ の 8 番目のデータ位置を受信深度 z の方向の初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部 3 5 2 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 3 2 に格納される。

10

【 0 0 5 4 】

図 6 に示すデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K$) は、F F T 処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、F F T 処理を行うためには、サンプルデータ群が 2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、サンプルデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K - 1$) はデータ数が 1 6 (= 2^4) で正常なデータ群である一方、サンプルデータ群 F_K は、データ数が 1 2 であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対して F F T 処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプルデータ群を生成する処理を行う。この点については、後述する周波数解析部 3 5 2 の処理を説明する際に詳述する（図 1 5 を参照）。

20

【 0 0 5 5 】

周波数解析部 3 5 2 は、R F データから切り取ったサンプルデータ群の各々に対して F F T 処理を施すことによって電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ を生成する。この電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ は電圧の周波数密度である。さらに、周波数解析部 3 5 2 は、電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ を基準電圧 V_0 で除し、常用対数 (\log) をとってデシベル単位で表現する対数変換処理を施した後、適当な定数 A を乗ずることにより、次式 (2) で与えられる周波数スペクトルのデータ（以下、スペクトルデータともいう） $F(f, L)$ を生成し、帯域設定部 3 5 3 へ出力する。

30

$$F(f, L) = A \cdot \log \{ V(f, L) / V_0 \} \quad \dots (2)$$

ここで、 \log は常用対数である（以下、同じ）。

【 0 0 5 6 】

スペクトルデータ $F(f, L)$ は、サンプルデータ群の周波数 f の成分である。図 7 は、記憶部 3 2 が記憶するスペクトルデータのデータ列を模式的に示す図である。図 7 において、縦方向は周波数 f を示し、横方向は超音波振動子 2 1 の表面からの往復距離 L を示している。周波数 f は、離散的な値 $0, f, 2f, \dots$ を取る。例えば、列 0 のセルには、距離区間 $0 < L < L$ で切り取られたサンプルデータ群に基づいて式 (2) から得られるスペクトルデータ $F(f, 0)$ が格納される。また、列 L のセルには、距離 L の区間 $L < L < 2L$ で切り取られたサンプルデータ群に基づいて式 (2) から得られるスペクトルデータ $F(f, L)$ が格納される。図 7 では、周波数 f 、距離 L のセルのみにスペクトルデータ $F(f, L)$ のみを例示的に記載しているが、実際には全てのセルに、各セルの周波数および距離に応じたスペクトルデータが格納されていることはいふまでもない。なお、サンプルデータ群を切り取る区間の長さ L （図 6 のサンプルデータ群のステップ幅 D に相当）は、例えば 1.0 cm 程度である。また、周波数の変化量 f は、例えば 0.5 M H z である。

40

【 0 0 5 7 】

50

図 8 は、スペクトルデータの具体例を示す図である。図 8 では、互いに異なる 4 つの距離におけるスペクトルデータ $F(f, L_1)$ 、 $F(f, L_2)$ 、 $F(f, L_3)$ 、 $F(f, L_4)$ と周波数 f との関係を示している。ここで、4 つの距離 L_1 、 L_2 、 L_3 、 L_4 は定数であり、 $0 < L_1 < L_2 < L_3 < L_4$ を満たしている。図 7 から明らかなように、実際にはさらに多くのスペクトルデータ $F(f, L)$ が算出されるが、図 8 では、代表的な 4 つのスペクトルデータのみを例示している。図 8 に示すように、スペクトルデータ $F(f, L)$ は、距離 L が大きくなるにつれて減少していく。また、スペクトルデータ $F(f, L)$ の平均周波数は、距離 L が大きくなるにつれて低周波数側へシフトしていく。これは、被検体内での超音波が伝播する際の周波数に依存した減衰の効果によるものである。

10

【0058】

一般に、スペクトルデータ $F(f, L)$ は、超音波が走査された組織の属性によって異なる傾向を示す。これは、スペクトルデータ $F(f, L)$ が、超音波を散乱する散乱体の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「属性」とは、例えば悪性腫瘍組織、良性腫瘍組織、内分泌腫瘍組織、粘液性腫瘍組織、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

【0059】

帯域設定部 353 は、スペクトルデータ $F(f, L)$ とノイズレベルデータ $n(f, L)$ とを比較する比較部 353a を有する。比較部 353a は、上述した二つのデータを比較するために、超音波診断装置 3 に接続されている超音波振動子 21 に応じて、後述する回帰分析の対象とする周波数帯域 $U = \{f \mid f_{\min} \leq f \leq f_{\max}\}$ の両端の周波数 f_{\min} 、 f_{\max} を帯域情報記憶部 323 から読み出す。周波数帯域 U は、超音波振動子 21 の表面 ($L = 0$) における超音波の送信波形上で比較的平坦な区間に相当し、最小値 f_{\min} および最大値 f_{\max} は、超音波振動子 21 の種別に応じて異なる。

20

【0060】

比較部 353a は、帯域情報記憶部 323 から読み出した周波数帯域 U において、スペクトルデータ $F(f, L)$ と、ノイズレベルデータ $n(f, L)$ とを周波数 f 、距離 L ごとにそれぞれ比較する。図 8 に示す 4 つのスペクトルデータ $F(f, L_p)$ ($p = 1, 2, 3, 4$) を対応するノイズレベルデータ $n(f, L_p)$ と比較した場合、例えば、 $p = 1, 2, 3$ のとき、周波数帯域 U に含まれる任意の周波数 f で $F(f, L_p) > n(f, L_p)$ が成立する一方、 $p = 4$ のとき、周波数帯域 U では以下の 2 つの不等式が成立したとする。

30

$$\begin{aligned} F(f, L_4) &> n(f, L_4) \quad (f_{\min} \leq f < f_{\max}') \\ F(f, L_4) &\leq n(f, L_4) \quad (f_{\max}' \leq f \leq f_{\max}) \end{aligned}$$

【0061】

図 9 は、スペクトルデータ $F(f, L_4)$ とノイズレベルデータ $n(f, L_4)$ との関係を示す図である。図 9 に示す場合、2 つの周波数帯域 $f_{\min}' \leq f < f_{\max}'$ において $F(f, L_4) > n(f, L_4)$ が成立し、ノイズレベルデータが支配的である。以下、この 2 つの周波数帯域のようにノイズレベルデータが支配的である周波数帯域を、ノイズ周波数帯域という。図 9 より、周波数 f_{\min}' 、 f_{\max}' のうち、周波数帯域 U に含まれるのは f_{\max}' である。

40

【0062】

帯域設定部 353 は、比較部 353a の比較結果に基づいて回帰分析対象の周波数帯域を設定する。図 8 および図 9 に示す場合、帯域設定部 353 は、距離 L_p ($p = 1, 2, 3$) に対する回帰分析対象を初期の周波数帯域 U と設定する一方、距離 $L = L_4$ の回帰分析対象の周波数帯域を $U' = \{f \mid f_{\min} \leq f < f_{\max}'\}$ と設定し、これらの周波数帯域情報を減衰率推定部 355 へ出力する。

【0063】

図 10 は、帯域設定部 353 が設定した回帰分析対象の周波数帯域を視覚的に表現したスペクトルデータのデータ列を模式的に示す図である。図 10 においても、各セルのスペ

50

クトルデータ $F(f, L)$ の記載は省略している。図 10 では、スペクトルデータ $F(f, L)$ の種類に応じてセルごとに 3 種類の異なる模様のいずれかを付与している。白色のセルに格納されるスペクトルデータ $F(f, L)$ は、周波数 f が周波数帯域 U に含まれるとともに、 $F(f, L) > n(f, L)$ を満たす値を有することを示している。また、斜線が記載されたセルに格納されるスペクトルデータ $F(f, L)$ は、周波数 f が周波数帯域 U の外の周波数であるとともに、 $F(f, L) > n(f, L)$ を満たす値を有することを示している。さらに、ドットが記載されたセルに格納されるスペクトルデータ $F(f, L)$ は、周波数 f が周波数帯域 U の外の周波数であるとともに、 $F(f, L) > n(f, L)$ を満たす値を有することを示している。上述したように、距離 $L = L_p$ ($p = 1, 2, 3$) における周波数帯域は U であり、距離 $L = L_4$ における周波数帯域は U' である。なお、図 10 に記載された $L_{max}(f_p)$ ($p = 1, 2, 3, 4$) については後述する。

10

【0064】

変化率算出部 354 は、スペクトルデータ $F(f, L)$ により定義される数であって周波数 f の 1 次関数である関数 $(f, L) = F(f, L) - F(f, 0)$ に対して周波数 f および距離 L に対する変化率を、周波数から距離の順で順次算出する。

【0065】

減衰率推定部 355 は、変化率算出部 354 が算出した 2 次変化率を用いて、走査領域における超音波パルスの単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定する。

【0066】

ここで、変化率算出部 354 および減衰率推定部 355 が行う処理をより詳細に説明する。まず、スペクトルデータ $F(f, L)$ の単位距離および単位周波数あたりの減衰率の推定方法を説明する。距離 L に存在する反射体からの超音波の周波数 f における音圧振幅 $P(f, L)$ は、正の定数 μ を用いて、

20

$$P(f, L) = P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \quad \dots (3)$$

で与えられることが知られている。 $\mu f L > 0$ なので、式 (3) は、音圧振幅 $P(f, L)$ が、周波数 f および距離 L の増加に対して指数関数的に減衰することを意味している。

【0067】

一方、距離区間 $L \sim L + \Delta L$ の周波数 f における超音波の減衰量を $Loss(f, L)$ [dB] とすると、この減衰量は、

30

$$\begin{aligned} Loss(f, L) &= A \cdot \log \{ P(f, L) / P(f, L + \Delta L) \} \\ &= A \cdot \log P(f, L) - A \cdot \log P(f, L + \Delta L) \quad \dots (4) \end{aligned}$$

で定義される。ここで、右辺の定数 A は、式 (2) の定数 A と同じである。したがって、単位距離および単位周波数あたりの減衰率は、次式で与えられる。

$$\begin{aligned} &= (\Delta L / f) \lim \{ Loss(f, L) / \Delta L \} \\ &= (\Delta L / f) \{ -A (\Delta L / L) \log P(f, L) \} \\ &= -A (\Delta L^2 / f L) \log P(f, L) \quad \dots (5) \end{aligned}$$

ここで、 $\lim \{ Loss(f, L) / \Delta L \}$ は、関数 $Loss(f, L) / \Delta L$ の $L \rightarrow 0$ における極限を意味する。単位距離および単位周波数あたりの減衰率の単位は、例えば [dB/cm/MHz] である。以下、単位距離および単位周波数あたりの減衰率を単に減衰率ということもある。

40

【0068】

なお、上記定数 μ と減衰率との関係は次の通りである。式 (5) の $P(f, L)$ に式 (3) を代入すると、減衰率は、

$$\begin{aligned} &= -A (\Delta L^2 / f L) [\log \{ P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \}] \\ &= -A (\Delta L^2 / f L) \{ \log P(f, 0) - \mu f L \log e \} \\ &= (\log e) A \mu \quad \dots (6) \end{aligned}$$

ここで、 e は自然対数の底である。

【0069】

さて、超音波振動子 21 の感度を周波数 f の関数として (f) とすると、RF データ

50

にFFT処理を施した後の振幅成分 $V(f, L)$ は、次式(7)で与えられる。

$$V(f, L) = (f) \cdot P(f, L) \quad \dots (7)$$

この式(7)の $P(f, L)$ に式(3)を代入すると、

$$\begin{aligned} V(f, L) &= (f) \cdot P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \\ &= V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \quad \dots (8) \end{aligned}$$

が得られる。

【0070】

式(8)を式(2)へ代入することにより、

$$\begin{aligned} F(f, L) &= A \cdot \log \{ V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) / V_c \} \\ &= A \log \cdot \exp(-\mu f L) + A \log \{ V(f, 0) / V_c \} \\ &= -(\log e) A \mu f L + F(f, 0) \quad \dots (9) \end{aligned}$$

10

が得られる。さらに、式(9)の右辺に式(6)を代入することにより、

$$F(f, L) - F(f, 0) = -f L \quad \dots (10)$$

が導出される。

【0071】

式(10)の両辺に2階偏微分演算子 $\partial^2 / \partial L^2$ 、および $\partial^2 / \partial f^2$ をそれぞれ作用させると、次式が得られる。

$$= -\partial^2 F(f, L) / \partial L^2 = -\partial^2 F(f, L) / \partial f^2 \quad \dots (11)$$

ここで、 $\partial^2 / \partial L^2$ は周波数 f の偏微分を先に行う一方、 $\partial^2 / \partial f^2$ は距離 L の偏微分を先に行うことを意味する。

20

【0072】

したがって、スペクトルデータ $F(f, L)$ の2次偏導関数 $\partial^2 F(f, L) / \partial f^2$ または $\partial^2 F(f, L) / \partial L^2$ を演算することにより、減衰率 μ を推定することができる。

【0073】

以上説明した減衰率の推定方法において、スペクトルデータ $F(f, L)$ の偏微分を演算することは実際には困難である場合が多い。何故なら、偏微分の定義に従うと、偏微分の演算の際には、極限 $f \rightarrow 0$ 、 $L \rightarrow 0$ (f 、 L はそれぞれ f 、 L の微小変位) を計算する必要があるが、実際のスペクトルデータ $F(f, L)$ は離散的に定義され、これらの極限を計算することは困難であるからである。この問題を回避するために、周波数 f や距離 L の隣接する離散値の差分をとることによってスペクトルデータ $F(f, L)$ の偏微分の演算を近似する方法が知られている。ところがこの方法では、偏導関数がスペクトルデータ $F(f, L)$ のゆらぎに起因するノイズを多く含んでしまう可能性がある。

30

【0074】

本実施の形態1において、変化率算出部354は、スペクトルデータ $F(f, L)$ の関数 $(f, L) = F(f, L) - F(f, 0)$ に対して回帰分析を実施し、回帰直線による近似を実施する。この関数 (f, L) の2次偏導関数は、

$$\partial^2 (f, L) / \partial L^2 = \partial^2 F(f, L) / \partial L^2 \quad \dots (12)$$

となるので、式(12)の右辺に式(11)を代入すると、

$$\partial^2 (f, L) / \partial L^2 = - \quad \dots (13)$$

40

が得られる。同様に、

$$\partial^2 (f, L) / \partial f^2 = - \quad \dots (14)$$

も得られる。式(13)、(14)は、関数 (f, L) を用いて減衰率 μ を算出できることを示している。

【0075】

ところで、関数 (f, L) は、式(10)により、

$$(f, L) = -f L \quad \dots (15)$$

と表される。ところで、回帰直線による近似は、結局、一次関数での近似である。よって、近似する関数が一次関数に近いほど、回帰直線はその近似する関数に近づき、良い近似を与える。ここで、式(15)に示す通り、関数 (f, L) は周波数 f の一次関数その

50

ものである。一方、スペクトルデータ $F(f, L)$ は周波数 f の一次関数に近いとは限らない。したがって、周波数 f に対する関数の偏導関数を関数の回帰直線の傾き（すなわち変化率）で近似する場合、関数 (f, L) を用いる方が、スペクトルデータ $F(f, L)$ を用いるよりも、近似の精度が向上することとなる。

【0076】

変化率算出部 354 は、関数 (f, L) の周波数 f に対する偏導関数 $(f, L) / f$ の近似値として、回帰分析により関数 (f, L) の周波数 f に対する変化率（すなわち、回帰直線の傾き）を算出する。続いて、変化率算出部 354 は、関数 (f, L) の周波数 f に対する変化率に対し、さらに回帰分析（第 2 の回帰分析）を行うことによって距離 L に対する変化率（すなわち、第 2 の回帰直線の傾き）を算出し、この値を 2 次偏導関数 $^2 / L f$ の近似値とする。以下、この 2 次偏導関数 $^2 / L f$ の近似値を 2 次変化率という。

10

【0077】

変化率算出部 354 のさらに具体的な処理を説明する。まず、変化率算出部 354 は、帯域設定部 353 が設定した周波数帯域で、関数 (f, L) の周波数 f を変数とする回帰直線の傾きおよび切片を得る。

【0078】

図 11 は、例として距離 $L = L_p$ における関数 (f, L_p) と周波数 f の関係、および各関数の周波数 f に対する回帰直線を示す図である（ $p = 1, 2, 3, 4$ ）。回帰直線 J_1, J_2, J_3 は、変化率算出部 354 が周波数帯域 U で回帰分析を行うことによって算出した回帰直線である。また、回帰直線 J_4' は、変化率算出部 354 が周波数帯域 U' で回帰分析を行うことによって算出した回帰直線である。なお、図 11 では、比較のため、変化率算出部 354 が、距離 $L = L_4$ において周波数帯域 U で回帰分析を行うことによって算出した回帰直線 J_4 も記載している。以下、回帰直線 J_p の傾きを $S_f(L_p)$ とする。また、回帰直線 J_4' の傾きを $S_f'(L_4)$ とする。

20

【0079】

回帰直線 J_p の傾き $S_f(L_p)$ は、 $p = 1, 2, 3$ において、距離 L の増加とともに単調に減少する。これに対し、回帰直線 J_4 の傾き $S_f(L_4)$ は、回帰直線 J_3 の傾き $S_f(L_3)$ よりも大きい（ $S_f(L_4) > S_f(L_3)$ ）。一方、距離 $L = L_4$ の周波数帯域 U' における傾き $S_f'(L_4)$ は、回帰直線 J_3 の傾き $S_f(L_3)$ よりも小さい（ $S_f'(L_4) < S_f(L_3)$ ）。これは、図 8 から明らかなように、関数 (f, L_4) が周波数 f_{\max}' の近傍で極小値を取り、周波数 f_{\max} では極小値より大きい値を取るからである。

30

【0080】

続いて、変化率算出部 354 は、傾き $S_f(L)$ を距離 L の関数とみて第 2 の回帰分析を行うことにより、距離 L に対する第 2 の回帰直線を算出する。図 12 は、傾き $S_f(L)$ と距離 L の関係を示す図である。変化率算出部 354 は、上述の通り、例に挙げた傾き $S_f(L_1), S_f(L_2), S_f(L_3), S_f'(L_4)$ とそれ以外の全ての傾きを算出した。そして、変化率算出部 354 は、これらの傾きに基づき、さらに往復距離 L に対する第 2 の回帰分析を行うことで、第 2 の回帰直線 Q_1 を算出する。この第 2 の回帰直線 Q_1 を図 12 に実線で示す。ところで、変化率算出部 354 は、上述の通り、周波数帯域 U において、傾き $S_f(L_1), S_f(L_2), S_f(L_3), S_f'(L_4)$ とそれ以外の全ての傾きを算出した。比較のために、これらの傾きに基づき、さらに往復距離 L に対する第 2 の回帰分析を行うことによって算出した第 2 の回帰直線 Q_2 を図 12 に破線で示す。第 2 の回帰直線 Q_1, Q_2 を比較すると、第 2 の回帰直線 Q_1 の方が、傾き $S_f(L)$ の値によくフィットしていることがわかる。式 (15) に示した通り、関数 (f, L) は周波数 f の一次関数であり、かつ、本実施の形態 1 では周波数帯域 U, U' を適切に設定してノイズの影響を排除したため、回帰直線 J_1, J_2, J_3, J_4' の傾き（すなわち 1 次変化率） $S_f(L_1), S_f(L_2), S_f(L_3), S_f'(L_4)$ は、周波数 f に対する関数 (f, L) の 1 次偏導関数 $(f, L) / f, (f, L$

40

50

2) / f 、 $(f, L3) / f$ 、 $(f, L4) / f$ にそれぞれ良い近似を与える。さらに、式(15)に示す通り、関数 (f, L) は周波数 f だけでなく往復距離 L の一次関数でもあるため、第2の回帰直線 Q_1 の傾き(すなわち2次変化率)は、1次偏導関数 $(f, L) / f$ の往復距離 L に対する偏導関数、すなわち式(13)の左辺の2次偏導関数 $^2 (f, L) / L f$ に良い近似を与える。

【0081】

減衰率推定部355は、変化率算出部354が算出した2次変化率の値を式(13)へ代入することにより、超音波の音線ごとの減衰率を算出する。続いて減衰率推定部355は、算出した全ての音線の減衰率の平均値を算出し、算出結果を走査領域の減衰率として、画像処理部36が有する合成画像データ生成部362へ出力する。なお、減衰率推定部355は、全ての音線の減衰率の最頻値、中央値または最大値等の統計量を走査領域の減衰率としてもよい。

10

【0082】

画像処理部36は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像であるBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部361と、減衰率推定部355が推定した減衰率の情報とBモード画像データを合成して合成画像データを生成する合成画像データ生成部362と、を有する。

【0083】

Bモード画像データ生成部361は、信号処理部34からのBモード用受信データに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示装置4における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによってBモード画像データを生成する。Bモード画像は、色空間としてRGB表色系を採用した場合の変数であるR(赤)、G(緑)、B(青)の値を一致させたグレースケール画像である。

20

【0084】

Bモード画像データ生成部361は、Bモード用受信データに走査領域を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施し、さらにBモード用受信データ間の補間処理を施して、Bモード用受信データ間の空隙を埋め、デジタルデータであるBモード画像データを生成する。Bモード画像データは図4で扇型に示された走査領域内の器官の状況を表現できるBモード画像のデジタルデータである。Bモード画像データ生成部361は、生成したBモード画像データを合成画像データ生成部362へ出力する。

30

【0085】

合成画像データ生成部362は、走査領域の減衰率の値を示す文字データを生成し、Bモード画像に隣接して表示するようにBモード画像データと文字データとを合成することによって合成画像データを生成する。合成画像データ生成部362は、生成した合成画像データを表示装置4へ出力する。

【0086】

表示装置4は、液晶または有機EL(Electro Luminescence)等からなるモニタを用いて構成される。表示装置4は、超音波診断装置3が生成した合成画像データに対応する合成画像を含む各種情報を表示する。

40

【0087】

図13は、以上の構成を有する超音波診断装置3が実行する処理の概要を示すフローチャートである。具体的には、超音波診断装置3が超音波内視鏡2からエコー信号を受信する以降の処理の概要を示すフローチャートである。以下、図13を参照して、超音波診断装置3が行う処理を説明する。まず、超音波診断装置3は、超音波内視鏡2から超音波振動子21による測定結果としてのエコー信号を受信する(ステップS1)。

【0088】

超音波振動子21からエコー信号を受信した信号増幅部331は、そのエコー信号の増幅を行う(ステップS2)。ここで、信号増幅部331は、例えば図3に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅(STC補正)を行う。この際、信号増幅部

50

331におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子21による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線形応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これも、後述する周波数スペクトルの近似処理において精度のよい近似を行うことを可能とするためである。

【0089】

ところで、上述の通り、信号増幅部331はエコー信号を増幅し、送受信部33は増幅されたエコー信号にフィルタリング、A/D変換を施してRFデータを生成し、信号処理部34はRFデータに各種処理を施してBモード用受信データを生成した。ここで、Bモード画像データ生成部361は、信号処理部34から入力されるBモード用受信データに適切な座標変換、補間処理を施し、Bモード画像データを生成して、表示装置4へ出力する(ステップS3)。Bモード画像データを受信した表示装置4は、そのBモード画像データに対応するBモード画像を表示する。

10

【0090】

一方、増幅補正部351は、送受信部33から出力されたRFデータに対して受信深度によらず増幅率が一定となるように増幅補正を行う(ステップS4)。ここで、増幅補正部351は、例えば図5に示す増幅率と受信深度との関係が成立するように増幅補正を行う。

【0091】

この後、周波数解析部352は、増幅補正後の各音線のRFデータに対してFFTによる周波数解析を行うことによってスペクトルデータを算出する(ステップS5)。このステップS5の処理の詳細については後述する。

20

【0092】

続いて、帯域設定部353は、回帰分析対象の周波数帯域を設定する(ステップS6)。例えば、図8および図9に示す場合、 $L = L_1, L_2, L_3$ に対して周波数帯域 U を設定する一方、 $L = L_4$ に対して周波数帯域 U' を設定する。

【0093】

変化率算出部354は、帯域設定部353が設定した周波数帯域に基づいて、関数 (f, L) の2次偏導関数 $\frac{\partial^2}{\partial f \partial L} (f, L) / L \cdot f$ の近似値である2次変化率を、2回の回帰分析を行うことによって算出する(ステップS7)。例えば、変化率算出部354は、2次変化率として、図12に示す回帰直線 Q_1 の傾きを算出する。

30

【0094】

この後、減衰率推定部355は、走査領域における超音波パルスの減衰率を推定する(ステップS8)。減衰率推定部355は、変化率算出部354が算出した2次変化率の値を式(13)の左辺へ代入することにより、音線ごとの減衰率を算出した後、算出した全ての音線の減衰率の平均値を算出し、この平均値を走査領域の減衰率として合成画像データ生成部362へ出力する。

【0095】

合成画像データ生成部362は、Bモード画像データおよび走査領域の減衰率をもとに合成画像データを生成し、表示装置4へ出力する(ステップS9)。合成画像データを受信した表示装置4は、その合成画像データに対応する合成画像を表示する。図14は、表示装置4が表示する合成画像の表示例を示す図である。同図に示す合成画像101は、Bモード画像表示部102と減衰率表示部103とを有する。なお、図14では、具体的なBモード画像の表示を省略している。

40

【0096】

ステップS9の後、超音波診断装置3は一連の処理を終了する。なお、超音波診断装置3は、ステップS1~S9の処理を周期的に繰り返し実行する。

【0097】

次に、ステップS5の周波数解析処理について、図15のフローチャートを参照して説明する。まず、周波数解析部352は、解析対象の音線を識別するカウンタ k を k_0 とする(ステップS11)。この初期値 k_0 は、術者等のユーザが入力部37を通じて任意に

50

指示入力した値、もしくは、記憶部 3 2 にあらかじめ設定された値とする。

【 0 0 9 8 】

続いて、周波数解析部 3 5 2 は、上述の通り F F T 演算用に生成した一連のデータ群（サンプルデータ群）を代表するデータ位置（受信深度に相当） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する（ステップ S 1 2）。例えば、図 6 では、上述したように、音線 $S R_k$ の 1 番目のデータ位置を初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示している。

【 0 0 9 9 】

その後、周波数解析部 3 5 2 は、サンプルデータ群を取得し（ステップ S 1 3）、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部 3 2 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 1 4）。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作用させることにより、サンプルデータ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。ステップ S 1 4 で適用する窓関数は、例えば Hamming、Hanning、Blackman 等のいずれかであり、予め記憶部 3 2 に記憶されている。

10

【 0 1 0 0 】

続いて、周波数解析部 3 5 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップ S 1 5）。図 6 を参照した際に説明したように、サンプルデータ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、サンプルデータ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。本実施の形態 1 では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は 2^n であるので、 $Z^{(k)}$ はそのサンプルデータ群の中心に近い $2^{n-1} / 2$ （ $= 2^{n-1}$ ）番目の位置に設定される。この場合、サンプルデータ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ より浅部側に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深部側に 2^{n-1} （ $= M$ とする）個のデータがあることを意味する。図 6 に示す場合、サンプルデータ群 F_j （ $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ）は正常である。なお、図 6 では $n = 4$ （ $N = 7$, $M = 8$ ）の場合を例示している。

20

【 0 1 0 1 】

ステップ S 1 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常である場合（ステップ S 1 5 : Y e s）、周波数解析部 3 5 2 は、後述するステップ S 1 7 へ移行する。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 1 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常でない場合（ステップ S 1 5 : N o）、周波数解析部 3 5 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なサンプルデータ群を生成する（ステップ S 1 6）。ステップ S 1 5 において正常でないと判定されたサンプルデータ群（例えば図 6 のサンプルデータ群 F_k ）は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 1 6 の後、周波数解析部 3 5 2 は、後述するステップ S 1 7 へ移行する。

30

【 0 1 0 3 】

ステップ S 1 7 において、周波数解析部 3 5 2 は、サンプルデータ群を用いて F F T 演算を行うことにより、振幅の周波数分布であるスペクトルデータを得る（ステップ S 1 7）。この結果、例えば図 7 の各列に示すようなスペクトルデータが得られる。

40

【 0 1 0 4 】

続いて、周波数解析部 3 5 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる（ステップ S 1 8）。ステップ幅 D は、記憶部 3 2 が予め記憶しているものとする。図 6 では、 $D = 1 5$ の場合を例示している。ここで、図 7 に示した往復距離 L の間隔 L は、このステップ幅 D を距離に換算したときの値（ $=$ サンプリング幅 $\times D$ ）の 2 倍で定義される。したがって、ステップ幅 D が定まると、間隔 L も一意に定まる。ステップ幅 D は、B モード画像データ生成部 3 6 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部 3 5 2 における演算量を削減したい場合には、ステップ幅 D としてデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

50

【0105】

その後、周波数解析部352は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する(ステップS19)。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合(ステップS19: Yes)、周波数解析部352はカウンタ k を1増加させる(ステップS20)。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ 以下である場合(ステップS19: No)、周波数解析部352はステップS13へ戻る。

【0106】

ステップS20の後、周波数解析部352は、カウンタ k が最大値 k_{max} より大きいか否かを判定する(ステップS21)。カウンタ k が k_{max} より大きい場合(ステップS21: Yes)、周波数解析部352は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ k が k_{max} 以下である場合(ステップS21: No)、周波数解析部352はステップS12に戻る。この最大値 k_{max} は、術者等のユーザが入力部37を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部32にあらかじめ設定された値とする。

10

【0107】

このようにして、周波数解析部352は、関心領域内の $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回のFFT演算を行う。

【0108】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率をこの順序で算出することによって得られる2次変化率を用いて、超音波振動子の走査領域における超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定するため、超音波の減衰率を精度よくかつ簡便に算出することができるとともに、減衰率に基づく画像の信頼性を向上させることができる。

20

【0109】

また、本実施の形態1によれば、上述した引用文献1のように音速を得る必要はなく、送信波形がガウシアンであることを前提としていないため、減衰率を精度よく算出することができる。なお、本実施の形態1の2次変化率は、周波数と距離(または受信深度)の関数の2次変化率であり、上述した特許文献1における「位相の2次変化率」とは全く異なるものである。この点は、以下に説明する実施の形態2、3も同様である。

30

【0110】

また、本実施の形態1によれば、スペクトルデータに応じてノイズレベルデータとの比較により演算対象の周波数帯域を設定するため、 S/N が十分高く、減衰率の推定に有効な領域のみで減衰率を算出することができる。したがって、高精度で減衰率を算出ことができ、減衰率に基づく画像の信頼性を高めることができる。

【0111】

また、本実施の形態1によれば、画像内の領域をマニュアルで指定するなどの煩雑な処理は不要であるため、減衰率を簡便に算出することができる。

【0112】

また、本実施の形態1によれば、線型の回帰分析を用いるため、周波数変化率および距離変化率を簡便に算出することができる。

40

【0113】

また、本実施の形態1によれば、周波数の1次関数であるスペクトルデータの関数 (f, L) を用いているため、回帰直線の傾きを用いた近似の精度を向上させることができる。

【0114】

また、本実施の形態1によれば、ノイズレベルデータ記憶部は複数の種別または機体ごとの超音波振動子にそれぞれ対応するノイズレベルデータを記憶しているため、接続可能な全ての超音波振動子に対して超音波の減衰率を精度よく算出することができる。

【0115】

なお、本実施の形態1において、比較部353aがスペクトルデータ $F(f, L)$ と比

50

較する対象をノイズレベルデータ $n(f, L)$ そのものではなく、ノイズレベルデータ $n(f, L)$ の 1 次関数 $a \cdot n(f, L) + b$ ($a = 1$ 、 $b = 0$; a 、 b は定数) に代えてマージンを設けてもよい。この場合には、変化率算出部 354 が算出する 2 次変化率や、減衰率推定部 355 が推定する減衰率へのノイズの影響がさらに少なくなり、減衰率の算出精度が一層向上する。

【0116】

また、一般に S/N が悪いのは、周波数に依存する減衰の激しい高周波数側であることに鑑み、帯域設定部 353 が回帰分析対象の周波数帯域を設定する際、最小の周波数を初期値 f_{min} で固定する一方、最大の周波数の値を $f > f_{min}$ の範囲で初期値 f_{max} から変更するようにしてもよい。この場合には、変化率算出部 354 および減衰率推定部 355 が演算する際、減衰の激しい高周波数側を除外して減衰率の推定精度を高めることができる。

10

【0117】

また、超音波診断装置 3 は、走査領域の減衰率を推定する代わりに、走査領域の一部の領域の減衰率を推定するようにしてもよい。この場合の領域は、入力部 37 を介してユーザが設定できるようにしておけば好ましい。

【0118】

(実施の形態 2)

本発明の実施の形態 2 は、超音波診断装置の変化率算出部が行う 2 次変化率の算出方法が、上述した実施の形態 1 と異なる。本実施の形態 2 に係る超音波診断装置は、実施の形態 1 で説明した超音波診断装置 3 と同様の構成を有する。

20

【0119】

本実施の形態 2 において、変化率算出部 354 は、回帰分析によりスペクトルデータ $F(f, L)$ の距離 L に対する変化率をまず算出して偏導関数 $F(f, L) / L$ の近似値とした後、第 2 の回帰分析により偏導関数 $F(f, L) / L$ の周波数 f に対する変化率を算出することによって 2 次偏導関数 $^2 F(f, L) / f L$ の近似値すなわち 2 次変化率を算出する。

【0120】

この場合、距離 $L = 0$ のスペクトルデータ $F(f, 0)$ は距離 L の関数ではないため、 $F(f, L) / L = (f, L) / L$ が成り立つ。したがって、本実施の形態 2 において、変化率算出部 354 は関数 (f, L) を算出する必要はなく、スペクトルデータ $F(f, L)$ から 2 次変化率を算出することができる。

30

【0121】

変化率算出部 354 は、周波数 f ごとに回帰分析限界 $L_{max}(f)$ を抽出する。回帰分析限界 $L_{max}(f)$ は、周波数 f における距離 L の最大値である。図 10 に示すスペクトルデータのデータ列では、周波数 $f = f_p$ ($p = 1, 2, 3, 4$) に対する回帰分析限界 $L_{max}(f_p)$ を示している。図 10 に示す場合、回帰分析限界 $L_{max}(f_p)$ は、周波数 f_p における白色セルの分布範囲の右端のセルが有する距離 L の値に対応している。

【0122】

変化率算出部 354 は、スペクトルデータ $F(f, L)$ の距離 L に対する回帰分析を実行し、距離区間 $0 < L < L_{max}(f)$ における回帰直線の傾き $S_L(f)$ を算出する。図 16 は、周波数 f を一定にしたときのスペクトルデータ $F(f, L)$ と距離 L の関係を示す図である。具体的には、互いに異なる 4 つの距離におけるスペクトルデータ $F(f, L_1)$ 、 $F(f, L_2)$ 、 $F(f, L_3)$ 、 $F(f, L_4)$ と距離 L との関係を示している。ここで、周波数 f_p は定数であり、 $0 < f_1 < f_2 < f_3 < f_4$ を満たす。図 16 に示すように、スペクトルデータ $F(f, L)$ は、被検体内で超音波が伝搬する際の周波数依存減衰の効果により、周波数 f が大きいほど距離 L の増加に伴う減衰が激しい。なお、一般にこれより多くのスペクトルデータ $F(f, L)$ が算出されるが、図 16 では図 8 と同様に、代表的な 4 つのスペクトルデータのみを例示している。

40

50

【0123】

図16では、距離区間 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_p)$ におけるスペクトルデータ $F(f_p, L)$ の回帰直線 K_p が示されている。スペクトルデータ $F(f_p, L)$ は、 $L = 0$ から回帰分析限界 $L_{\max}(f_p)$ に達するまではほぼ線型であるが、回帰分析限界 $L_{\max}(f_p)$ より大きくなると、ノイズの影響およびスペクトルデータ $F(f_p, L)$ 自体が0の近傍まで減衰することによる影響によって線型性が崩れている。

【0124】

回帰直線 K_p の傾きは、周波数依存減衰の効果により、周波数 f が大きくなるほど急峻になる。換言すると、回帰直線 K_p の傾きを $S_L(f_p)$ とすると、 $S_L(f_1) > S_L(f_2) > S_L(f_3) > S_L(f_4)$ が成立する。

10

【0125】

ここで比較のため、図16に示す4つのスペクトルデータ $F(f_p, L)$ について、4つの周波数のうち最低の周波数 f_1 の回帰分析限界 $L_{\max}(f_1)$ を用いて回帰直線を算出する場合を考える。図16では、一例として、スペクトルデータ $F(f_4, L)$ に対して回帰分析限界 $L_{\max}(f_1)$ を適用した場合に算出される回帰直線 K_4' を例示している。この回帰直線 K_4' の傾き $S_L'(f_4)$ は、スペクトルデータ $F(f_4, L)$ が $L = L_{\max}(f_4)$ の近傍でノイズレベルまで落ち切ってしまうため、 $S_L'(f_4)$ よりも大きい ($S_L'(f_4) > S_L(f_4)$)。なお、図示はしないが、 $p = 1, 2, 3$ の場合にも、同様の関係が成り立っている。

【0126】

変化率算出部354は、傾き $S_L(f)$ を周波数 f の関数とみて第2の回帰分析を行うことにより、周波数 f に対する第2の回帰直線を算出する。図17は、傾き $S_L(f)$ と周波数 f との関係を示す図である。図17において、黒点は、変化率算出部354が距離区間 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_p)$ でスペクトルデータ $F(f_p, L)$ の回帰分析を行うことによって算出した傾き $S_L(f_p)$ と周波数 f_p との関係を示している。これに対して白点は比較用のデータであり、変化率算出部354が距離区間 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_1)$ でスペクトルデータ $F(f_p, L)$ の回帰分析を行うことによって算出した回帰直線 K_p' の傾き $S_L'(f_p)$ と周波数 f_p との関係を示している。

20

【0127】

変化率算出部354は、上述の通り、距離区間 $0 \leq L \leq L_{\max}(f)$ において、例に挙げた傾き $S_L(f_1)$ 、 $S_L(f_2)$ 、 $S_L(f_3)$ 、 $S_L(f_4)$ と、それ以外の全ての傾きを算出した。そして、変化率算出部354は、これらの傾きに基づき、さらに周波数 f に対する第2の回帰分析を行うことで、第2の回帰直線 Q_3 を算出する。この第2の回帰直線 Q_3 を図17に実線で示す。ところで、比較のために、変化率算出部354が、仮に距離区間 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_1)$ において、傾き $S_L'(f_1)$ 、 $S_L'(f_2)$ 、 $S_L'(f_3)$ 、 $S_L'(f_4)$ とそれ以外をの全ての傾きを算出し、これらの傾きに基づき、さらに周波数 f に対する第2の回帰分析を行った場合の第2の回帰直線 Q_4 を図17に破線で示す。第2の回帰直線 Q_3 、 Q_4 を比較すると、第2の回帰直線 Q_3 の方が、傾き $S_L(f)$ の値によくフィットしていることがわかる。第2の回帰直線 Q_3 の傾きは、式(14)の左辺の2次偏導関数 $\frac{\partial^2 (f, L)}{\partial f \partial L}$ に対する近似値、すなわち2次変化率を与える。

30

40

【0128】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、周波数スペクトルにおける周波数変化率および距離変化率をこの順序で算出することによって得られる2次変化率を用いて、超音波振動子の走査領域における超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定するため、実施の形態1と同様、超音波の減衰率を精度よくかつ簡便に算出することができる。減衰率に基づく画像の信頼性を向上させることができる。

【0129】

また、本実施の形態2によれば、距離に対する回帰分析を周波数に対する回帰分析よりも先に実行するため、スペクトルデータをそのまま回帰分析することができ、計算量を少

50

なくすることができる。

【0130】

(実施の形態3)

図18は、本発明の実施の形態3に係る超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム11は、超音波内視鏡2と、超音波診断装置12と、表示装置4とを備える。

【0131】

超音波診断装置12は、記憶部121および画像処理部122の構成が、上述した超音波診断装置3の記憶部32および画像処理部36とそれぞれ異なる。

【0132】

記憶部121は、種別情報記憶部321、ノイズレベルデータ記憶部322、帯域情報記憶部323に加えて、減衰率の値に応じて画像に付与する視覚情報を記憶する視覚情報記憶部324を有する。ここでいう視覚情報とは、例えば輝度、色相、明度または彩度等のいずれかであり、減衰率の値に応じた値が対応付けられている。なお、視覚情報記憶部324が複数種類の視覚情報を減衰率と対応づけて記憶しておいてもよい。この場合には、ユーザが入力部37を介して所望の視覚情報を選択できるようにしておけばよい。

【0133】

画像処理部122は、Bモード画像データ生成部361、合成画像データ生成部362に加えて、減衰率マップデータ生成部363を有する。減衰率マップデータ生成部363は、減衰率推定部355が推定した減衰率の値に応じた視覚情報を、視覚情報記憶部324を参照して画像に付与することによって減衰率マップデータを生成する。

【0134】

図19は、以上の構成を有する超音波診断装置12が行う処理の概要を示すフローチャートである。具体的には、超音波診断装置12が超音波内視鏡2からエコー信号を受信する以降の処理の概要を示すフローチャートである。図19において、ステップS31～ステップS36は、図13のステップS1～S6に順次対応している。以下、ステップS36に続く処理を説明する。

【0135】

ステップS36の後、変化率算出部354は、スペクトルデータの2次変化率を算出する(ステップS37)。この際、変化率算出部354は、走査領域内であらかじめ分割して設定された複数の部分領域の各々に対して2次変化率を算出する。なお、本実施の形態3において、変化率算出部354が2次変化率を算出する際の周波数変化率および距離変化率の算出順序は、特に限定されない。

【0136】

図20は、部分領域の設定例を模式的に示す図である。同図に示す部分領域Rは、深度方向の長さ(深度幅)がwで、NR本の音線を含む扇形領域である。走査領域Sでは、深度幅wで送受信方向を分割するとともに、NR本の音線ごとに走査方向が分割されている。図20では、走査領域S内に複数ある送受信方向のうち、1本の送受信方向dr上で算出されたスペクトルデータのうち部分領域R内のデータを黒丸で示す一方、部分領域Rの境界に位置するスペクトルデータを白丸で示している。

【0137】

変化率算出部354は、部分領域Rにおけるスペクトルデータにおける距離の基準位置(距離がゼロの位置)を、部分領域R内で超音波振動子21の表面に最も近い位置とし、この基準位置との深度の差 z' の2倍($2z'$)を新たな距離として演算を行う。なお、超音波振動子21の表面を距離の基準位置としたときの部分領域Rの基準位置が $L = L_{min}$ である場合、上述した白丸の位置におけるスペクトルデータは $F(f, L_{min})$ と表される。変化率算出部354は、このスペクトルデータ $F(f, L_{min})$ を式(10)のスペクトルデータ $F(f, 0)$ の代わりとして、部分領域Rにおける2次変化率を算出するようにしてもよい。

【0138】

10

20

30

40

50

減衰率推定部 355 は、変化率算出部 354 の算出結果を用いて、走査領域に含まれる複数の部分領域の各々に対し、部分領域の減衰率を推定する（ステップ S38）。減衰率推定部 355 は、まず部分領域で算出された全ての 2 次変化率を用いて音線ごとの減衰率を算出する。この後、減衰率推定部 355 は、同一の部分領域で算出した全ての音線の減衰率の平均値を算出し、この平均値を当該部分領域の減衰率の推定値として減衰率マップデータ生成部 363 へ出力する。なお、減衰率推定部 355 は、同一の部分領域で算出した全ての音線の減衰率の最頻値、中央値または最大値等の統計量を当該部分領域の減衰率としてもよい。

【0139】

この後、減衰率マップデータ生成部 363 は、視覚情報記憶部 324 を参照して、各部分領域の減衰率に応じた視覚情報を各部分領域に対して割り当てることによって減衰率マップデータを生成し、合成画像データ生成部 362 へ出力する（ステップ S39）。なお、合成画像データ生成部 362 が、各部分領域の減衰率の推定値を文字情報としてさらに表示する合成画像データを生成するようにしてもよい。

【0140】

合成画像データ生成部 362 は、B モード画像データに減衰率マップデータを重ねることによって合成画像データを生成し、この合成画像データを表示装置 4 へ出力する（ステップ S40）。合成画像データを受信した表示装置 4 は、その合成画像データに対応する合成画像を表示する。図 21 は、表示装置 4 が表示する減衰率マップデータ付きの合成画像の表示例を示す図である。図 21 に示す合成画像 201 は、各領域ごとに異なる視覚情報が割り当てられている。なお、図 21 では、視覚情報を模様で模式的に記載している。また、図 21 では、簡単のため B モード画像の具体的な表示を省略している。

【0141】

本実施の形態 3 において、深度幅 w は例えば 1 cm 程度であるのが好ましい。深度幅 w が 1 cm 程度である場合、周波数解析部 352 が FFT 処理を行う際の RF データを切り取る区間の幅 L を 2 mm 程度とするのが望ましい。このとき、間隔 L に対応する基準位置の深度 z' の幅 z' ($= L/2$) は、1 mm 程度になる。

【0142】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、周波数スペクトルまたは周波数スペクトルを用いて定義される関数における距離変化率および周波数変化率を所定の順序で算出することによって得られる 2 次変化率を用いて、超音波振動子の走査領域における超音波信号の単位距離および単位周波数あたりの減衰率を推定するため、実施の形態 1、2 と同様、超音波の減衰率を精度よくかつ簡便に算出することができるとともに、減衰率に基づく画像の信頼性を向上させることができる。

【0143】

また、本実施の形態 3 によれば、超音波振動子の走査領域を分割することによって得られる複数の部分領域の各々に対し、各部分領域で得られた減衰率の統計量を算出することによって各部分領域の減衰率を推定した後、各部分領域の減衰率の値に応じた視覚情報を付与することによって減衰率マップデータを生成するため、ユーザが減衰率の分布を視覚的に把握しやすい情報を提供することができる。

【0144】

また、本実施の形態 3 において、減衰率マップの最小単位である扇形領域のうち隣接する扇形を重複させるように設定してもよい。

【0145】

また、本実施の形態 3 において、各扇形領域の減衰率の算出を順次行う代わりに、同時並行的に行ってもよい。

【0146】

また、本実施の形態 3 において、入力部 37 が入力を受け付ける設定信号に基づいて 1 つの扇形領域を関心領域 (ROI: Region of Interest) として設定し、関心領域内の減衰率の値をさらに合成することによって合成画像データを生成してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 7 】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上述した実施の形態 1 ~ 3 によってのみ限定されるべきものではない。例えば、超音波診断装置において、各機能を有する回路同士をバスで接続することによって構成してもよいし、一部の機能が他の機能の回路構造に内蔵されるように構成してもよい。具体的には、例えば減衰率推定部の機能を有する回路に変化率算出部の機能を内蔵してもよい。

【 0 1 4 8 】

また、超音波プローブとして、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

10

【 0 1 4 9 】

また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に用いられる。

【 0 1 5 0 】

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。

20

【 0 1 5 1 】

このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態等を含み得るものである。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 5 2 】

以上のように、本発明にかかる超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムは、超音波の減衰率を精度よくかつ簡便に算出するとともに、減衰率に基づく画像の信頼性を向上させるのに有用である。

【符号の説明】

30

【 0 1 5 3 】

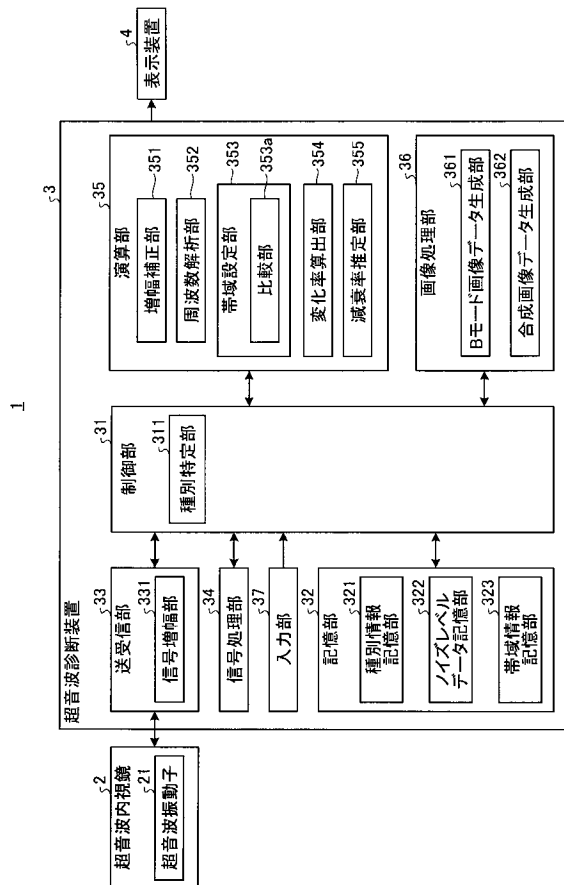
- 1、 1 1 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3、 1 2 超音波診断装置
- 4 表示装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 制御部
- 3 2、 1 2 1 記憶部
- 3 3 送受信部
- 3 4 信号処理部
- 3 5 演算部
- 3 6、 1 2 2 画像処理部
- 3 7 入力部
- 1 0 1、 2 0 1 合成画像
- 1 0 2 Bモード画像表示部
- 1 0 3 減衰率表示部
- 3 1 1 種別特定部
- 3 2 1 種別情報記憶部
- 3 2 2 ノイズレベルデータ記憶部
- 3 2 3 帯域情報記憶部

40

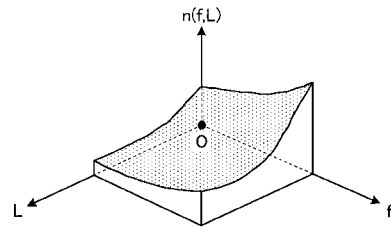
50

- 3 2 4 視覚情報記憶部
- 3 3 1 信号増幅部
- 3 5 1 増幅補正部
- 3 5 2 周波数解析部
- 3 5 3 帯域設定部
- 3 5 3 a 比較部
- 3 5 4 変化率算出部
- 3 5 5 減衰率推定部
- 3 6 1 Bモード画像データ生成部
- 3 6 2 合成画像データ生成部
- 3 6 3 減衰率マップデータ生成部

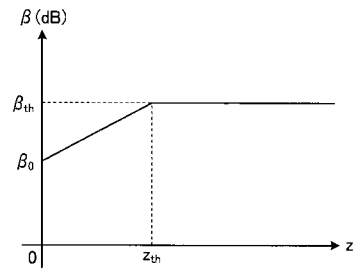
【 図 1 】



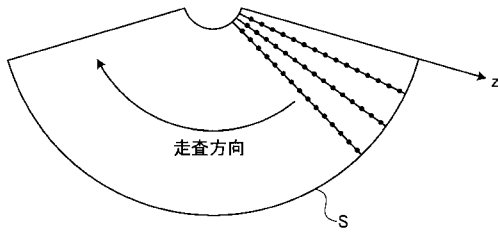
【 図 2 】



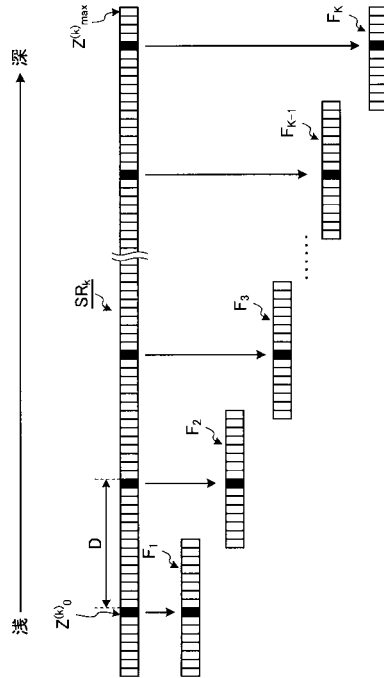
【 図 3 】



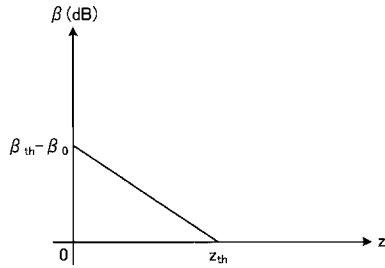
【 図 4 】



【 図 6 】



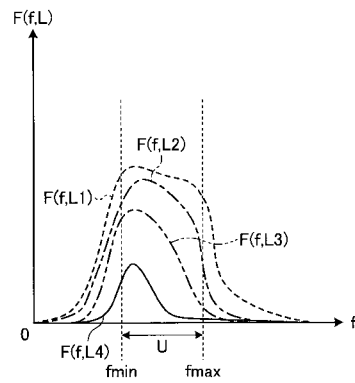
【 図 5 】



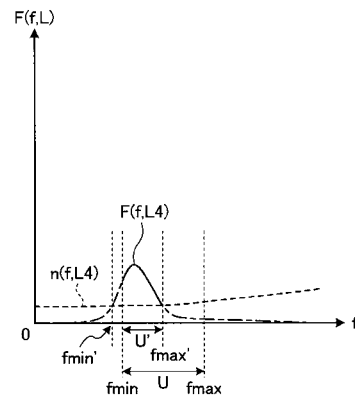
【 図 7 】

超音波探傷装置の構造図									
0	Δf	2Δf	3Δf	4Δf
0	ΔAL	2ΔAL	3ΔAL	4ΔAL
図 7									

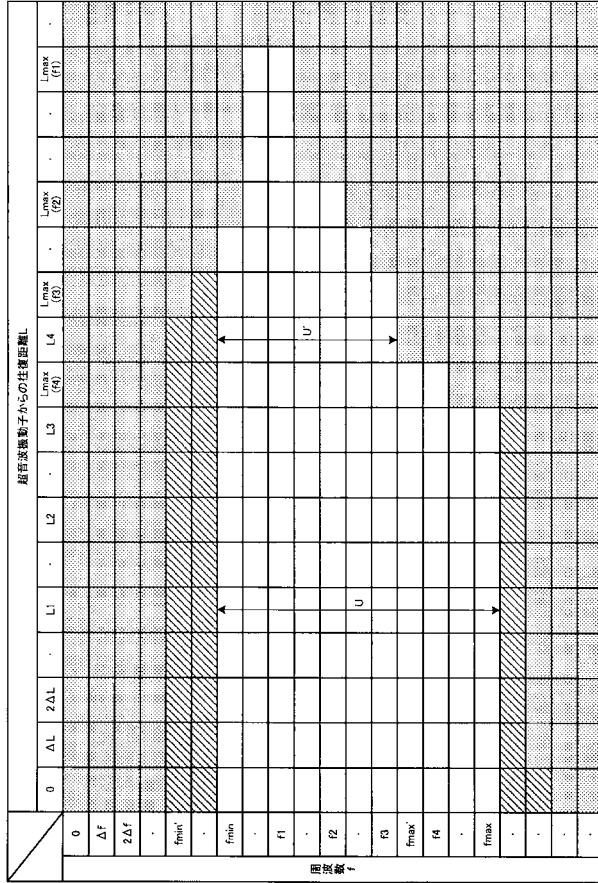
【 図 8 】



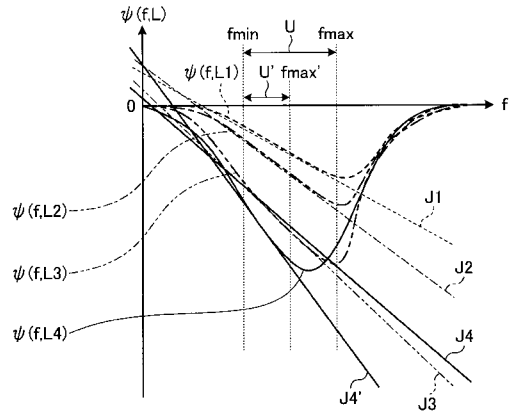
【 図 9 】



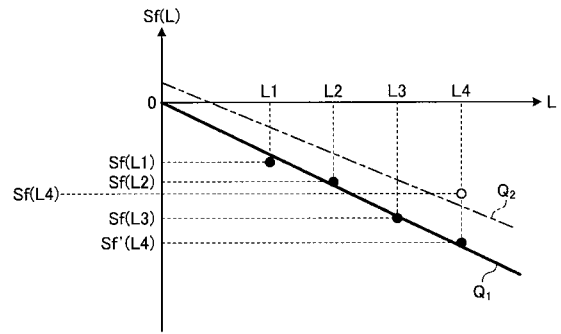
【図 1 0】



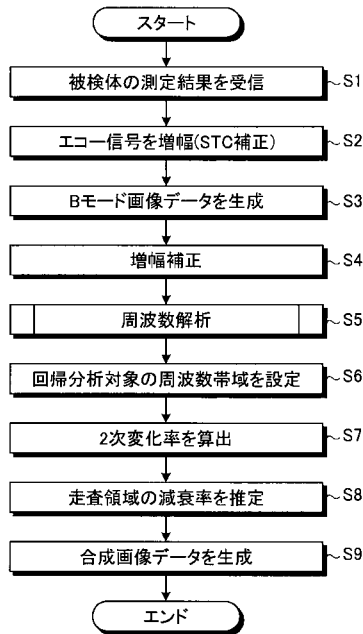
【図 1 1】



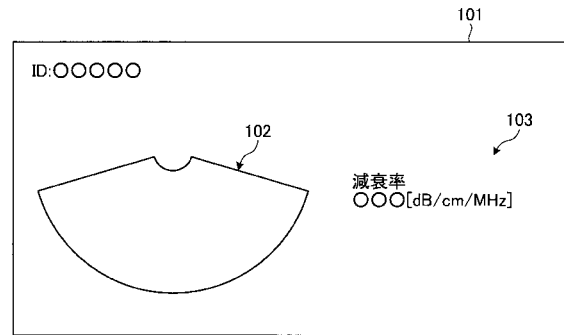
【図 1 2】



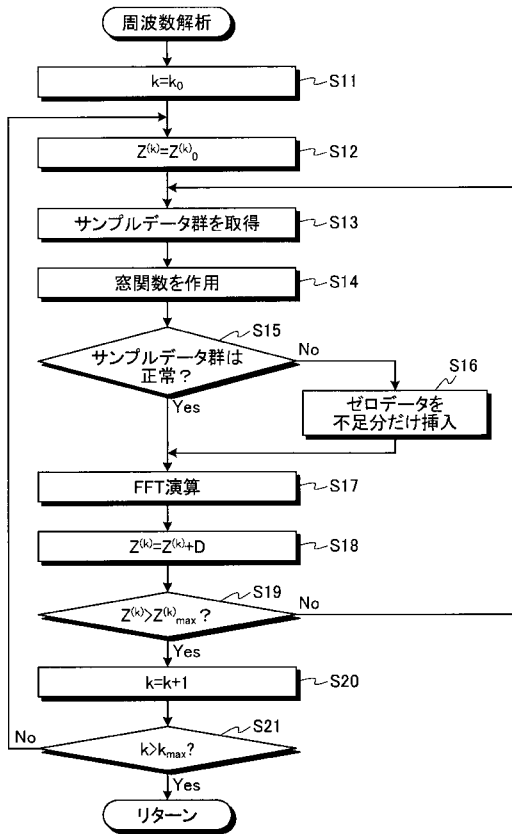
【図 1 3】



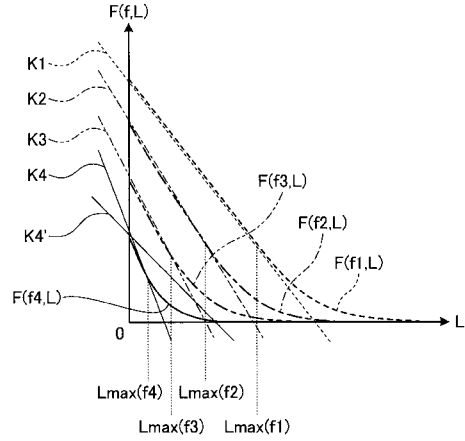
【図 1 4】



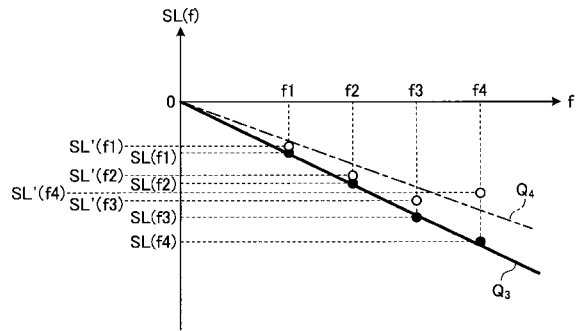
【 図 1 5 】



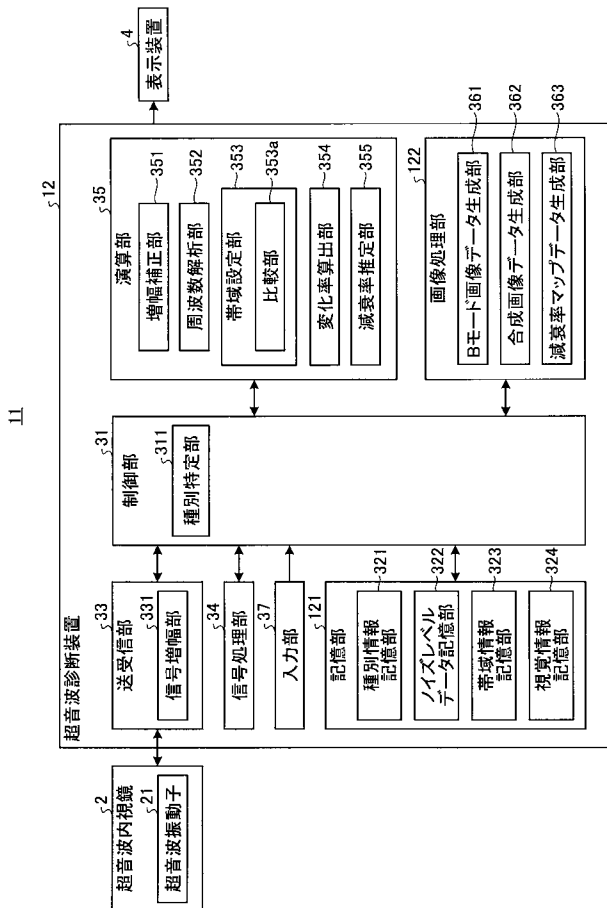
【 図 1 6 】



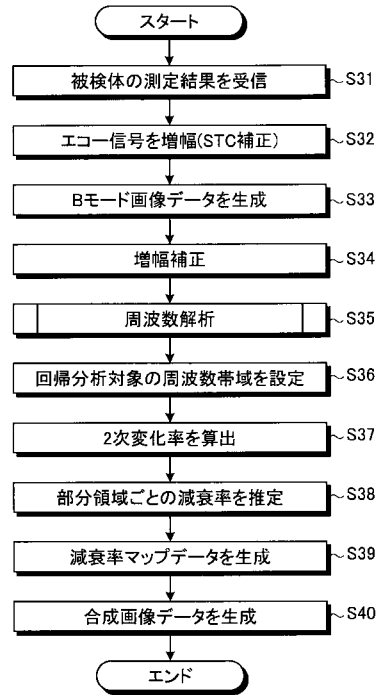
【 図 1 7 】



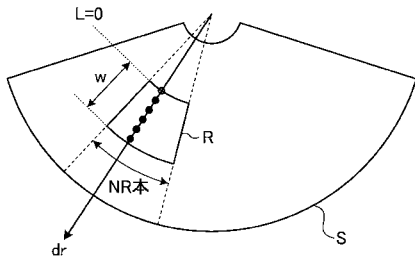
【 図 1 8 】



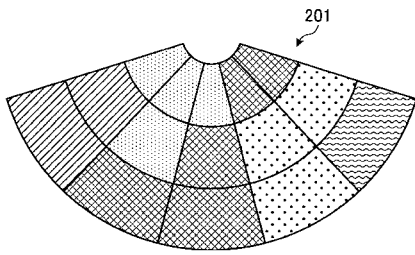
【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/078247
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/14		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5659324 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 January 2015 (28.01.2015), & US 2015/0178919 A1 & WO 2014/192954 A1 & CN 104582584 A	1-15
A	JP 2010-82230 A (Fujifilm Corp.), 15 April 2010 (15.04.2010), & US 2010/0087736 A1	1-15
A	JP 2013-166059 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 August 2013 (29.08.2013), & US 2013/0035594 A1 & WO 2012/063928 A1 & CN 103200876 A	1-15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 03 December 2015 (03.12.15)		Date of mailing of the international search report 15 December 2015 (15.12.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/078247									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用了用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 5659324 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.01.28, & US 2015/0178919 A1 & WO 2014/192954 A1 & CN 104582584 A	1-15									
A	JP 2010-82230 A (富士フイルム株式会社) 2010.04.15, & US 2010/0087736 A1	1-15									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 03.12.2015		国際調査報告の発送日 15.12.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 姫島 あや乃	2Q 5062								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 8 2 4 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-166059 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.08.29, & US 2013/0035594 A1 & WO 2012/063928 A1 & CN 103200876 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波诊断装置的操作方法和超声波诊断装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2016103839A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016505642	申请日	2015-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE02 4C601/GA33 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL07		
优先权	2014259470 2014-12-22 JP		
其他公开文献	JP5932183B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备，频率分析单元，其通过分析超声信号的频率，由频率分析单元计算出的频谱或频谱来针对超声信号的每个接收深度来计算频谱。变化率计算单元，通过计算使用变化率计算单元2定义的函数中的距离变化率和频率变化率，来计算频谱或函数的二次变化率一种衰减率估计器，其使用下一变化率来估计超声波换能器的扫描区域内的预定区域中的超声波信号的每单位距离和单位频率的衰减率。

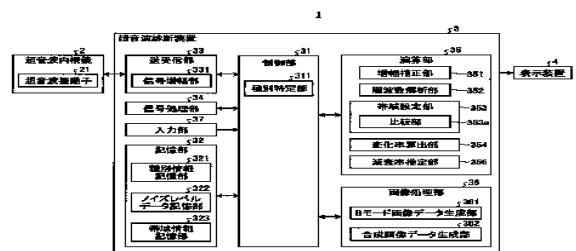


FIG. 1.
 1: Diagnostic ultrasonic apparatus
 2: Diagnostic ultrasonic apparatus
 3: Diagnostic ultrasonic apparatus
 4: Display device
 21: Ultrasonic transducer
 25: Image processing unit
 26: Input unit
 31: Control unit
 34: Signal processing unit
 36: Calculation unit
 37: Image processing unit
 38: Input unit
 311: Type-specifying section
 321: Type information-acquiring section
 322: Noise level data-acquiring section
 323: Band information-acquiring section
 324: Signal amplifying section
 325: Amplification-correcting section
 326: Frequency-analyzing section
 327: Band-sifting section
 328: Comparing section
 329: Change rate-calculating section
 330: Attenuation factor-acquiring section
 331: B-mode image data-generating section
 332: Compressed image data-generating section